

胸椎後縦靱帯骨化症に対する 後弯減弱を加えた後方除圧固定術が脊髄に及ぼす影響 —有限要素モデルによる応力の検討—

金沢大学大学院医学系研究科がん医科学機能再建学
(旧講座名：整形外科学)
(主任：土屋弘行教授)

岡 山 忠 樹

我々は胸椎後縦靱帯骨化症に対し2つのステップに分けた脊髄全周除圧術を行い、良好な成績を得ている。第1ステップでは骨化巣のレベルに合わせ広範に椎弓切除を行い、インストゥルメンテーションを使用し後弯減弱と固定術を行う。第2ステップでは前方から後縦靱帯骨化 (ossification of longitudinal ligament, OPLL) を削り脊髄前方除圧を行い脊髄全周除圧を完成させている。本研究ではこの第1ステップの効果をより明確にするため、手術を有限要素モデル (finite element model, FEM) にて再現し力学的な解析を行った。この手術のモデル化には人体有限要素モデルのTHUMS (Total Human Model for Safety, THUMS®) を使用し、これに脊髄、OPLL、黄色靱帯骨化 (ossification of yellow ligament, OLF) を追加し研究モデルとした。OPLLは第8/9胸椎レベルに作成した。OPLLを脊柱管における占拠率が0~70%となるように変化させ、その際に脊髄に生じる応力を後方除圧前および、後方除圧後モデルにて測定した。各占拠率における除圧前、除圧後の応力を比較すると、後方除圧後は応力が大幅に減少しており、70%の占拠率では応力が52.3%減少した。さらに第7胸椎から第11胸椎までで10度の後弯減弱を再現し、応力を分析した。その結果、脊髄に加わる応力は後弯減弱前後で比較すると、最大14.6%減少し、後弯減弱により脊髄は間接的に除圧されることが証明された。本研究により脊髄全周除圧術における後方椎弓切除、後弯減弱が脊髄の除圧に有用であることが力学的にも証明された。

Key words 胸椎後縦靱帯骨化症、脊髄全周除圧術、有限要素モデル、後弯減弱

脊椎後縦靱帯骨化症は1975年に厚生省の特定疾患に登録された原因不明の難病である。後縦靱帯骨化症では、脊椎椎体の後縁を頭尾側に連結し脊柱を縦走する後縦靱帯が骨化し増大するため、脊柱管が狭小化し、脊髄が圧迫され脊髄麻痺を生じてしまう。発症年齢は成年が多く、発症すると知覚障害、筋力低下や痙攣性歩行などの運動障害、膀胱直腸障害を引き起こし、日常生活に大きな障害をもたらす。また後縦靱帯骨化症は約7%に黄色靱帯骨化を合併する¹⁾ことがあり、その場合症状はさらに重篤化する。

治療は安静や牽引などの保存療法と手術療法があるが、運動障害や膀胱直腸障害を発症した場合は保存療法の効果は望めないため手術療法の適応となる。後縦靱帯骨化は頸椎から胸椎、腰椎のどの部位にも起こりえるが、中でも胸椎部では胸郭が存在し、また生理的に後弯を伴うなど解剖学的な構造上の問題から、手術の難易度が高

く、手術成績は必ずしも良好ではない。手術方法は前方法^{2,3)}、後方法⁴⁾、後方進入前方除圧法^{5,6)}など様々な方法が行われているが、未だ画一した手術法がないのが現状である。

我々は胸椎後縦靱帯骨化症に対して、脊髄の全周除圧を目的に後方除圧固定術と前方除圧術を2期的に行い、良好な成績を得ている⁷⁾。その後方除圧固定の際には椎弓切除に加えて胸椎後弯の減弱 (Dekyphosis) を行ってきた^{8,9)}。この後弯減弱が脊髄の間接的除圧につながり、良好な成績につながっているのではないかと考えている。

そこで胸髄を含めた胸椎後縦靱帯骨化症の有限要素モデル (finite element model, FEM) を作成し、我々の行っている後弯減弱を加えた後方除圧固定術が脊髄に及ぼす効果をコンピューターシュミレーションにて力学的に検討した。

平成22年12月1日受付、平成23年1月6日受理

Abbreviations : FEM, finite element model; L, lumbar spine; OLF, ossification of yellow ligament; OPLL, ossification of longitudinal ligament; T, thoracic spine; THUMS, Total Human Model for Safety

方 法

I. 後弯減弱を加えた胸椎後方除圧固定術の手術方法

我々の行っている胸椎後方除圧固定術は、まず靱帯骨化範囲の椎弓を切除して後方の除圧を行い、つづいて骨化部の頭尾側にそれぞれ左右の椎弓根スクリーを挿入し、胸椎後弯角に対し15度程度後弯を減弱させたロッドをスクリーヘッドに押し込み、締結することによって5～10度の後弯減弱及び固定を行う(図1)。

II. 有限要素モデルの作成及び解析

この手術のモデル化は人体有限要素モデルであるTotal Human Model for Safety (THUMS, トヨタテクニカルデベロップメント, 愛知) を本研究に利用できるように以下のように修正して用いた。

THUMSは、人体の衝突解析を目的に作られた有限要素による人体全身モデルであり、モデル全体を図2に示す。THUMSの特長として、人間の身体を骨や皮膚、軟部組織等で構成し、さらに各関節部を靱帯や腱などによりモデル化している点が挙げられ、その形状はもとより骨の強度や皮膚の柔軟性など人体の力学特性も設定してある。本研究で用いたモデルは、身長150cm、体重50kg、年齢40～50歳代女性の立位姿勢を想定し作成したものである。このTHUMSから頭部、脊柱部、肋骨部までを取り出し使用した。モデルは頭蓋骨(皮質骨、海綿骨)、脳、第1頸椎から第5腰椎までの椎骨(皮質骨、海綿骨)、椎間板(髄核、線維輪、終板)、胸骨、肋骨(皮質骨、海綿骨)、肋軟骨、脊髓、脊髄神経根、靱帯、後縦靱帯骨化(ossification of longitudinal ligament, OPLL)、黄色靱帯骨化(ossification of ligamentum flavum, OLF)からなっており、脊髓、脊髄神経根、OPLL、OLFは本研究のために新たにモデルに追加した要素である。図3に作成した体幹の脊柱有限要素モデルを示す。

都築ら¹⁰⁾の研究において、T8、T9における脊柱管面積が他の高位と比べて一番小さいと報告されているため、OPLLとOLFは、T8-T9間で骨化した場合に、重度の脊髓症になりやすいと考えられる。そのため、OPLLとOLFは第8胸椎(thoracic spine, T)、T9間で骨化した場合を想定してモデル化した。OPLLの形状は単純な分節型とした。黄色靱帯については最大厚さ2mmの単純な形状とし、その材料定数はOPLLのみが発症した想定での解析では靱帯の材料定数を入力し、OPLLとOLFが合併して発症した想定での解析では骨の材料定数を入力した。

脊髓は脊柱管の正中を通るようにしてモデルに追加した。通常脊髓は第2腰椎(lumbar spine, L)レベル以下は馬尾となっているが、馬尾は複雑な構造をしており、モデル化が非常に困難であるため、L5まで脊髓が存在するものと仮定してモデル化を行った。脊髓の太さは、本来は部位(高位)によって異なるが、本研究ではT8-T9間で骨化した場合を想定したため、T8-T9間での脊髓の太さとした。T8-T9間の脊髓の太さは、正常の成人20例

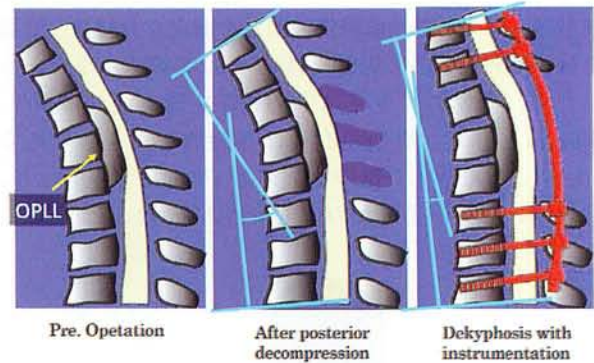


Fig. 1. Thoracic OPLL circumspinal decompression (the 1st step)

The extent of laminectomy includes at least 1 vertebra above and below the area affected by OPLL so that the spinal cord, still compressed by the OPLL, may not be pinched by the lamina edge. The next procedure is dekyphosis stabilization. Posterior instrumentation, consisting of a pedicle screw system, is placed at least 2 vertebrae above and below the decompression area. Rods underbent by approximately 15 to 20 degrees less than the patient's kyphosis are placed into the heads of the polyaxial pedicle screws to reduce thoracic kyphosis by 5 to 10 degrees.

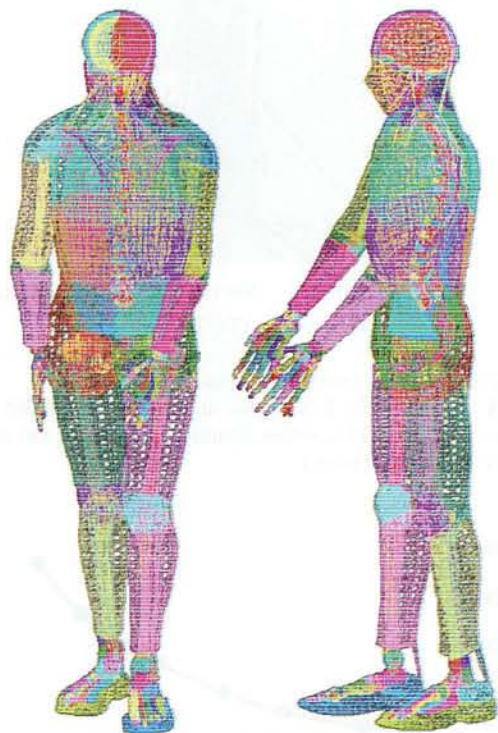


Fig. 2. THUMS model

THUMS (Total Human Model for Safety) is the FEM model of the human whole body, which is made for analysis of the human body in the crash.

のMRIより測定した結果を用いた。T8-T9間での脊柱管前後径に対する脊髓前後径の割合を測定した結果、脊髓前後径は脊柱管の平均50% (45%~60%) の大きさであったため、脊髓の大きさはT8-T9脊柱管前後径の50%, 6.5mmとした。脊髓左右径は一般的な大きさである10mmとした¹³⁾。脊髓のヤング率 (単位ひずみあたり、どれだけ応力が必要かの値を決める定数) についての

富永¹²⁾の研究では、灰白質は白質に比べて非常に柔らかく脆いという仮定で実験を行っているが、小澤ら¹³⁾の兎頸髄を用いたピペット吸引法による実験では、灰白質のヤング率は3.31kPa、白質のヤング率は3.59kPaとなっており、有意差はないと報告されている。また、Ichiharaら¹⁴⁾のウシ頸髄を用いた引張試験では、灰白質は白質に比べて硬くて脆いと報告されている。このように脊髓の灰白質と白質のヤング率については一定の見解を得られていない。そこで、本研究ではモデルを簡略化するため、Bilstonら¹⁵⁾の灰白質と白質を区別せずに行ったヒト頸髄を用いた引張試験における結果を用いた (図4)。

脊髓神経根を第1頸髄神経から第5腰髄神経まで作成した。各神経根は各椎体中央レベルで脊髓から起始し、椎間孔に相当する椎体の後外側に固定するように設置した。神経根の材料定数はJeffery Scifertら¹⁶⁾の報告を参考とした。

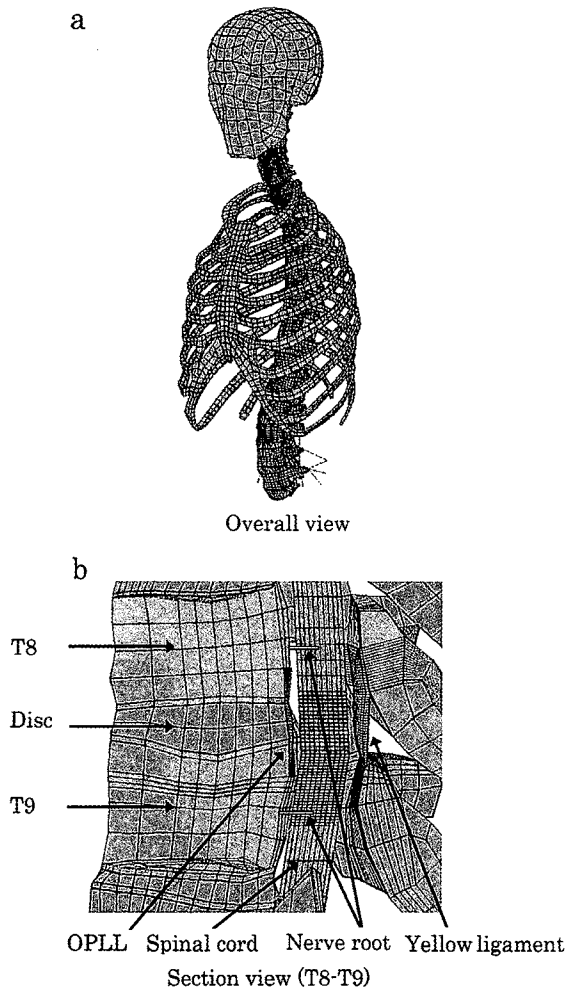


Fig. 3. FEM model of the thoracic spine

(a) We extracted the head, spine and ribs from THUMS. (b) We inserted the OPLL, yellow ligament, nerve root and spinal cord in the original model.

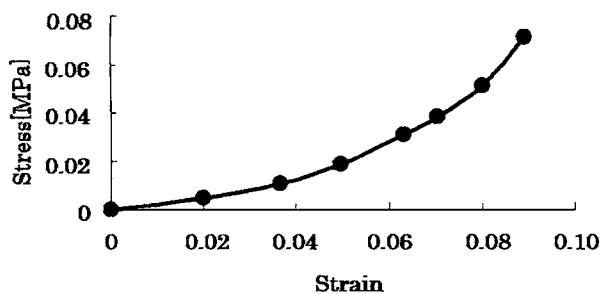


Fig. 4. Stress-Strain Curve of the spinal cord

Material nonlinearity was considered for the spinal cord.

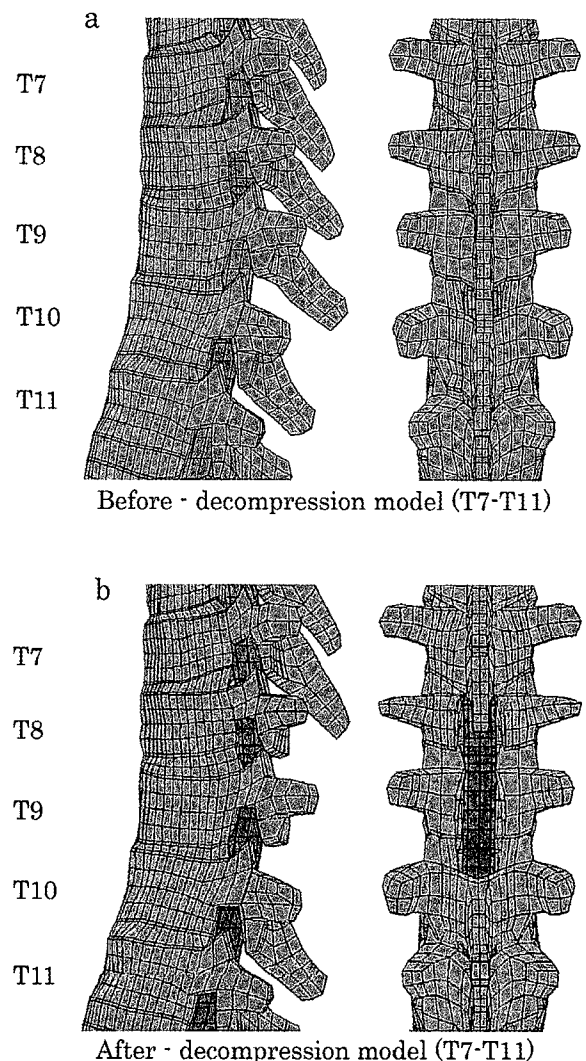


Fig. 5. Spinal FEM model from T7-T11

We removed the lamina of T8 and T9. We regarded this model as the posterior decompression model.

本研究では脊髄除圧手術による力学的影響を調べるため、後方除圧手術前モデルと後方除圧手術後モデルの2つのモデルを作成した。後方除圧手術後モデルは、手術前モデルからT8とT9の椎弓を削除して後方除圧を行った状態をモデル化したものである。図5にT7からT11までの後方除圧手術前モデルと後方除圧手術後モデルを示す。

本解析モデルの材料定数(引張り・圧縮・せん断などの力に対してどの程度の耐久性をもつかなどの諸性質をしめす定数)はTHUMSに用いられている値を用いた。新たに追加したOPLLとOLFの材料定数は、胸椎部の皮質骨と同等と仮定した。表1に解析モデルの材料定数を示す。

図6のように上半身の体重分に相当する248.7Nを体幹重心に与え¹⁷⁾、L5下面の椎間板とL5下面の脊髄は完全固定とした。

Table 1. Material constants of the model

Part of the model		Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio
Cancellous bone	C1-C7	70.00	0.300
	T1-T12	203.0	0.450
	L1-L5	70.00	0.450
	Rib	40.00	0.450
Cortical bone	C1-C7	5000	0.300
	T1-T12(front)	5000	0.300
	T1-T12(rear)	4000	0.300
	L1-L5	1000	0.450
	Rib	18900	0.300
Rib cartilage		24.50	0.400
Cartilage		12.60	0.400
Annulus in		0.200	0.400
Annulus out		13.30	0.400
Nucleus pulposus	C1-C7	0.198	0.499
	L1-L5	0.013	0.499
	T1-T12	0.200	0.499
Vertebral endplate		500.0	0.400
Cartilaginous endplate		24.00	0.400
Brain		0.102	0.499
Lamina		8000	0.220
Diploe		200.0	0.220
Face		5540	0.220
OPLL,OLF		5000	0.300
Iliolumbar ligament		10.00	0.000
LCL,SCL		52.00	0.000
SSL,ISL,LF,ITL		10.00	0.300
ALL,PLL		20.00	0.400
ALL,PLL(cervical)		3.250	0.220
LN(C2-C7)		3.010	0.220
Nerve root		31.50	0.450

ALL, anterior longitudinal ligament; ISL, interspinous ligament; ITL, intertransverse ligament; LCL, lateral constotransverse ligament; LN, ligamentum nuchae; PLL, posterior longitudinal ligament; SCL, superior costotransverse ligament; SLL, supraspinous ligament. Young's modulus is a measure of the stiffness of an isotropic elastic material in solid mechanics. Poisson's ratio is the ratio, when a sample object is stretched, of the contraction or transverse strain, to the extension or axial strain.

一般的にOPLLの大きさと脊髄症の関係は、脊柱管前後径に対するOPLLの厚さの比である占拠率や、脊柱管前後径とOPLLの厚さの差である有効脊柱管前後径で評価されている。占拠率と症状の関係については様々な報告があるが¹⁸⁾¹⁹⁾²⁰⁾、Matsunagaら²¹⁾は60%以上の占拠率では45例全例で脊髄症が発症したと報告している。また有効脊柱管前後径については、柳²²⁾は46例において脊髄症が発症した有効脊柱管前後径は平均8.2mmと報告している。またMatsunagaら²³⁾は、有効脊柱管前後径が6.0mm未満の症例では全例脊髄症が発症しており、6.0mm以上14.0mm未満の症例では、有効脊柱管前後径と脊髄症の相関はなく、発症する場合や発症しない場合があり、14.0mm以上の症例では、脊髄症は発症しなかったと報告している。これらの報告より、占拠率では60%以上、有効脊柱管前後径では6.0mm未満で脊髄症が発症する危険性が高いといえる。そこで本研究では、占

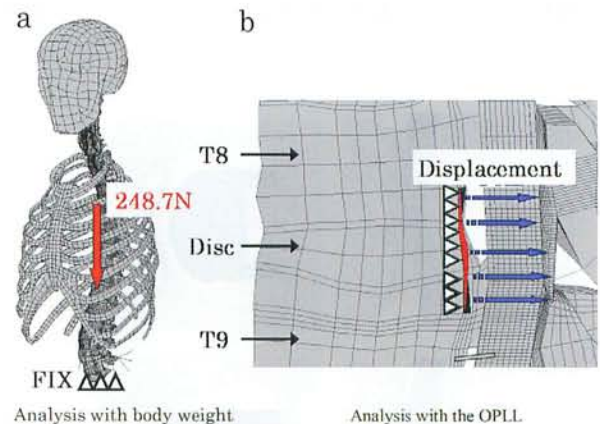


Fig. 6. Boundary condition

We applied 248.7N which was half of the body weight at the center of gravity of the trunk. The lower end plate of the L5 was fixed. We added forced displacement to the OPLL.

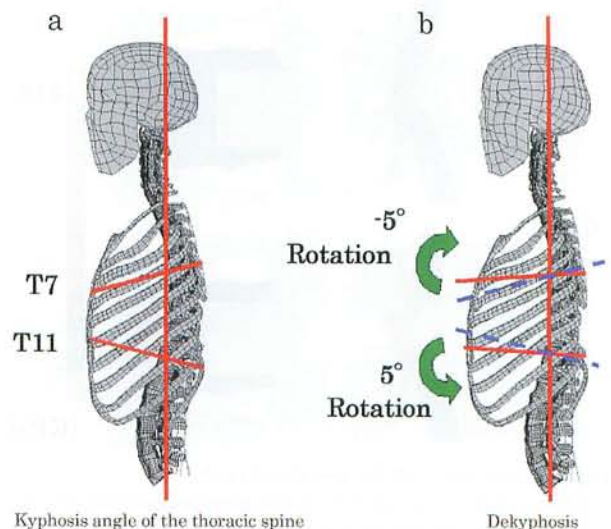


Fig. 7. Boundary condition of the dekyphosis

We corrected kyphosis angle between T7 and T11. Each vertebra body was rotated by 5 degrees.

占拠率60%以上, 言い換えると有効脊柱管前後径で6.0mm以下となるように, 占拠率を70%, 有効脊柱管前後径を4.9mmになるまでOPLLの大きさを变化させて解析を行った。

これらの条件で後方除圧手術前モデルと椎弓を切除した後方除圧手術後モデルで解析を行い, 比較検討した。

さらに後方除圧術後に胸椎後弯の減弱を行った際の力学的評価を行った。我々の15例の手術症例の後弯減弱角度は平均6度(5~10度)であったため, 本モデルでは減弱角度は最大10度に設定し, 0~10度それぞれの角度について応力を測定した。後弯減弱は, T7に対するT11のCobb角が19度の後方除圧手術後モデルをT7上部を-5度, T11下部を5度, 合計で10度回転するよう変位させ再現した(図7)。

成 績

I. 後方除圧手術前モデルの解析

OPLLの占拠率を0%から徐々に大きくしていくと脊髄

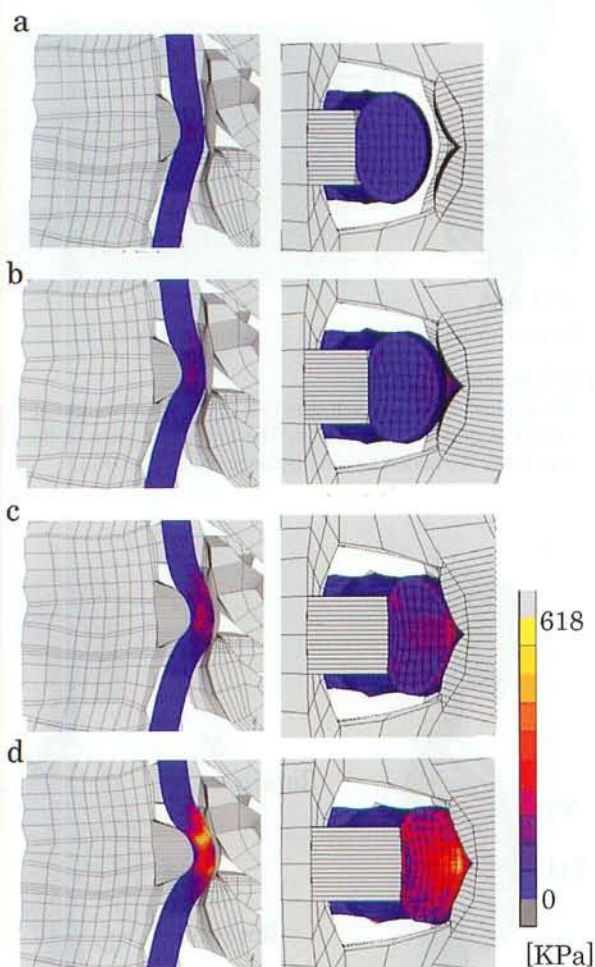


Fig. 8. Stress of the OPLL (sagittal and axial)
(a) Occupation rate was 40%. (b) Occupation rate was 50%. (c) Occupation rate was 60%. (d) Occupation rate was 70%. In sagittal and axial view, stress of the spinal cord became bigger as the occupation rate of the OPLL became bigger.

の応力は25%付近から発生し, 占拠率が増加するほど高い応力が発生した。特に占拠率が60%を超えると脊髄が大きく変形して応力は急激に増加した。OPLLのみが発症した場合の応力分布図では, 占拠率の増加とともに応力が増加した(図8)。占拠率70%における最大応力は618kPaであった。

OPLLとOLFが合併したモデルの解析では, OPLLの占拠率が25%付近のときに応力が発生しはじめ, 占拠率が増加するほど高い応力が発生した。特に占拠率が50%を超えると脊髄はOLFと接触し脊髄が大きく変形してさらに高い応力が発生した。OPLLとOLFが合併した場合の応力分布図では, 占拠率の増加とともに応力とその範囲は増加した(図9)。占拠率70%における最大応力は10900kPaであった。

II. 後方除圧手術後モデルの解析

後方除圧手術後モデルでは後方除圧手術前と同様に占拠率が増加するほど高い応力が発生した(図10)。その大きさは占拠率50%までは後方除圧手術前モデルと同じで

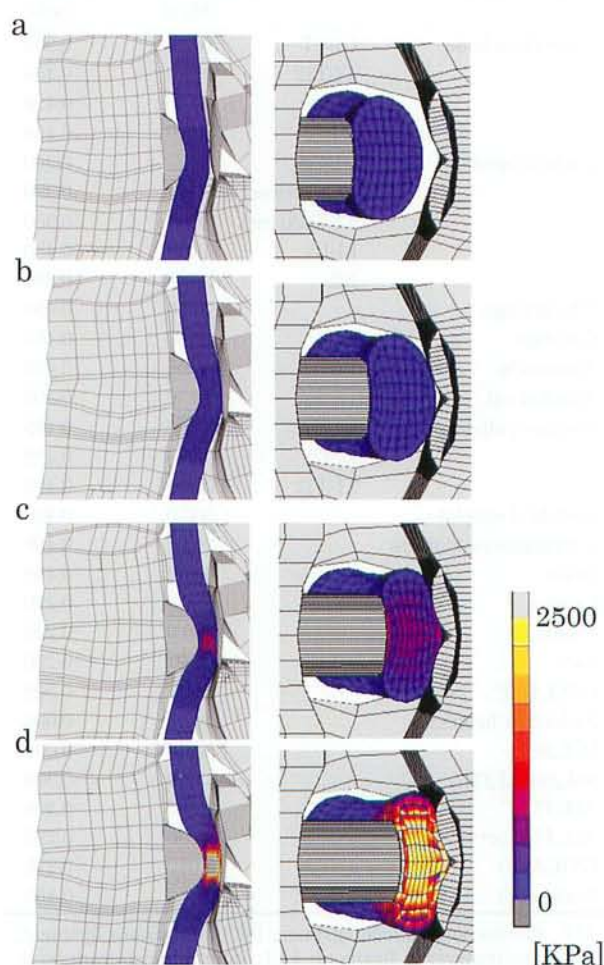


Fig. 9. Stress of the OPLL and OLF (sagittal and axial)
(a) Occupation rate was 40%. (b) Occupation rate was 50%. (c) Occupation rate was 60%. (d) Occupation rate was 70%. In the model which had the OPLL and OLF, stress of the spinal cord became bigger as the occupation rate of the OPLL became bigger in sagittal and axial view.

あったが、占拠率50%以上では後方除圧術前モデルよりも小さかった(図11)。占拠率70%における最大応力は295kPaであった。この値は後方除圧手術前モデルにおける618kPaと比較すると52.3%減少していた。

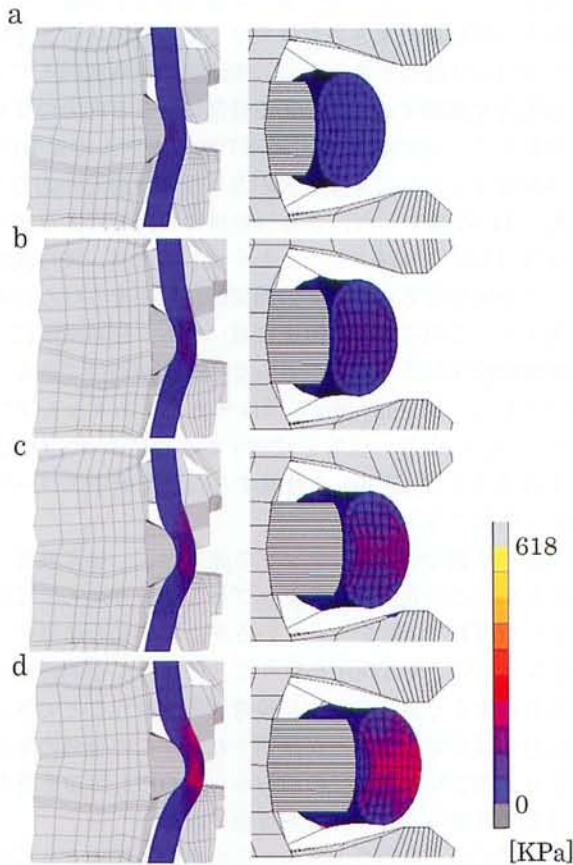


Fig. 10. Stress of the OPLL after posterior decompression (sagittal and axial)
(a) Occupation rate was 40%. (b) Occupation rate was 50%. (c) Occupation rate was 60%. (d) Occupation rate was 70%. In sagittal and axial view after decompression, stress of the spinal cord became bigger as the occupation rate of the OPLL became bigger. But the stress was much smaller than that of the model before posterior decompression.

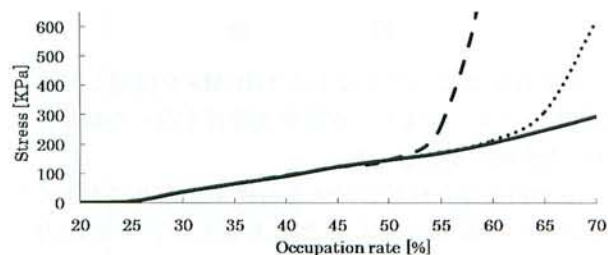


Fig. 11. Stress of the OPLL and OLF, and OPLL, and after decompression model
In the model which had the OPLL only, stress of the spinal cord became bigger as the occupation rate of the OPLL became bigger (···). In the model which had the OPLL and OYL, stress rose up most sharply (---). Before posterior decompression, stress was increased with its occupation rate non-linearly. After decompression, stress was increased linearly, and the inclination was also small (—).

Ⅲ. 後弯減弱の解析

後方除圧手術後モデルにおいて後弯減弱を行うと、脊髓に生じる応力が減少した。その減少量は後弯減弱角度を大きくするにつれて大きくなった(図12)。占拠率70%

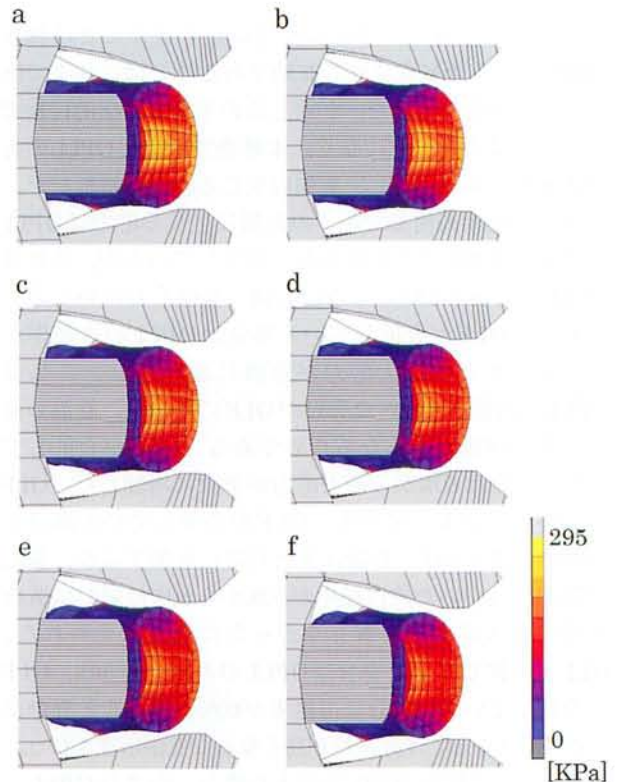


Fig. 12. Stress of the each Dekyphosis angle (axial)
(a) Dekyphosis angle was 0 degree. (b) Dekyphosis angle was 2 degrees. (c) Dekyphosis angle was 4 degrees. (d) Dekyphosis angle was 6 degrees. (e) Dekyphosis angle was 8 degrees. (f) Dekyphosis angle was 10 degrees. In axial view, as the dekyphosis angle became bigger, the stress of spinal cord became smaller.

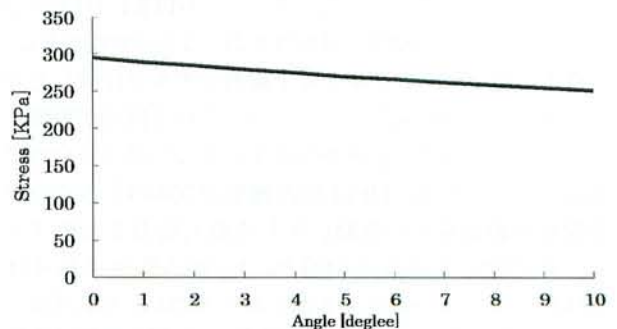


Fig. 13. Analysis of the relation between Stress and the Dekyphosis angle
As the dekyphosis angle became bigger, stress became smaller. When the dekyphosis angle was 10 degrees, the stress put on the spinal cord decreased by 14.6%.

のモデルでは後弯減弱前 (0度減弱) の応力が295kPaであったのに対し、10度減弱すると応力は最も減少し252kPaとなった。10度の減弱で14.6%最大応力が減少した (図13)。

考 察

後方除圧を行い、さらに後弯矯正を行うことは胸椎OPLLによる脊髄症に対し有効であることはこれまで臨床成績で報告してきた。しかしこの手術を力学的に検討した報告はこれまでになく、本研究では胸椎OPLLの有限要素モデルを作成し、脊髄に生じる応力を解析した。

後方除圧手術前モデルでの脊髄に生じる応力はOPLLの占拠率が25%となる付近から増加しているが、これはOPLLが占拠率25%のときに脊髄に接触したためと考えられる。OLFが合併している場合はOPLLの占拠率が50%を超えると最大応力が急激に増加した。これはOPLLの占拠率が50%で脊髄がOLFに接触し、脊髄の後方への逃げ場がなくなるためである。OLFが合併していない場合は60%から最大応力が急激に増加した。OLFが合併していない場合も、OLFが合併している場合と同様に占拠率50%で脊髄は黄色靱帯に接触するが、黄色靱帯が柔らかいため占拠率が50%から60%の間では黄色靱帯が最大応力に影響しなかったためと考えられた。OLFが合併している場合はOPLLの占拠率が50%、OLFが合併していない場合は占拠率が60%を超えると脊髄に大きな障害を起こす危険性が高くなることが示唆された。

OPLLの占拠率が50%を超える場合、つまりOPLLと黄色靱帯が接触する占拠率では、OPLLのみの場合と比べてOPLLとOLFが合併して発症した場合の方がはるかに応力は高くなった。同じ70%の占拠率で比較するとOPLLのみが発症した場合は618kPaで、OLFが合併した場合は10900kPaで、17.6倍の最大応力が脊髄に発生した。これは、OLFが黄色靱帯と比較して非常に固く、脊髄がOPLLと固いOLFに挟まれて、脊髄の圧力が増加したため大きな違いがでたと考える。OPLLにOLFが合併することでより脊髄症の重症度が高くなる可能性がある。

後方除圧手術後モデルでは手術前モデルと比較して脊髄に生じる応力が減少しているが、これは椎弓が切除されているため脊髄が前後から挟まれることがないためであると考えられる。OPLLの占拠率が70%のときでの後方除圧手術前後での脊髄に生じる最大応力を比較すると、後方除圧手術前は618kPaで、後方除圧手術後は295kPaであり後方除圧手術前に対し52.3%応力が減少した。後方除圧手術前では、脊髄は後方の黄色靱帯に接触し、圧迫されて高い応力を示していたが、後方除圧を行うことにより後方からの圧迫がなくなり応力が減少した。後方除圧手術は脊髄の応力を著しく減少させることがわかった。

一方で今回の実験の結果から、後方除圧手術後でも脊髄には大きな応力が残存しており巨大なOPLLが存在す

る場合は後方除圧のみでは効果が不十分である可能性がある。徳橋ら²⁴⁾は胸椎の後弯角が23度以上では後方除圧固定術のみでは脊髄の除圧は不十分であると述べている。また伊藤ら²⁵⁾は局所骨化角を定義し、これが28度以上では後方除圧術のみではJOAスコアの改善が不良であると述べている。このように後方除圧手術後の成績は前方の骨化巣の大きさだけでなく局所の後弯角にも影響を受ける可能性があるため、本研究の後弯減弱モデルでは後弯を減弱することによる脊髄に生じる応力の変化を解析した。その結果、占拠率70%のモデルでは10度後弯減弱することにより最大応力は後弯減弱前の応力と比較し14.6%減少した。これは脊髄のOPLLによる圧迫が後弯減弱により減少したことを示しており、後弯減弱により脊髄が後方にシフトし間接的に除圧をうけたためと考えた。このことから臨床においても、後弯減弱による間接的除圧により症状のさらなる改善が期待できると考えられる。Matsuyamaら²⁶⁾は後方インストルメンテーションにより、後弯を減弱することによってOPLLによる突き上げ (圧迫) が軽減することを術中エコーを用いて明確に示している。

実際の手術では第1ステップで後方除圧、後弯減弱手術を行い、その後に第2ステップとして前方進入にて前方からOPLLの切除を行っているが、本研究の結果から第1ステップで後方除圧を行うことによって脊髄に生じる応力は大きく減少し、次に後弯減弱を行うことでさらに応力を減少できることが証明された。この脊髄の除圧により、第2ステップでの前方からのOPLL切除を脊髄に対しより安全に行うことが可能である。

本研究では、脊髄を太さの一定な単純な形状としてモデル化した。より人体に近い詳細な解析を行うためには、硬膜や脳脊髄液、脊髄内部構造などを含めた解析を行う必要がある。また本来、脊椎、脊髄やOPLLの形状は人によって異なるため、実際には患者ごとの個別別のモデルを検討する必要もある。このように、今後は、さらに人体に近いモデルを作成し解析していく必要がある。

結 論

人体有限要素モデルであるTHUMSを使用して胸椎OPLLモデルを作成し、有限要素解析を行った結果、以下の点が明らかとなった。

1. OPLLの脊柱管に対する占拠率を徐々に大きくしていくと脊髄に生じる応力は上昇した。その応力はOLFを合併している場合はさらに大きなものであった。

2. 後方除圧手術後モデルでは手術前モデルと比べ脊髄に生じる応力は最大で52.3%減少した。

3. 後方除圧手術後モデルに行った後弯減弱では減弱により脊髄に生じる応力は最大で14.6%減少した。

4. OPLLに対する後方除圧手術及び後弯減弱手術は脊髄の除圧にとって有用であることが証明された。

謝 辞

稿を終えるに臨み、御指導と御校閲を賜りました恩師富田勝郎名誉教授、土屋弘行教授に深甚の謝意を捧げるとともに、直接の御助言と多大なる御指導をいただきました川原範夫金沢医科大学特任教授、村上英樹准教授に深謝いたします。さらに本研究の遂行に際し多大なる御協力と御助言をいただきました金沢大学理工研究域坂本二郎教授、同大学院遠藤安浩氏、水尾大志氏に深く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 伊藤達雄, 服部孝道, 山浦 晶. 臨床脊椎脊髄医学. 第1版, 418-420頁, 三輪書店, 東京, 2000
- 2) 藤村祥一. 胸椎後縦靱帯骨化症に対する前方侵入前方除圧固定術. 脊椎脊髄ジャーナル 15: 105-111, 2002
- 3) 大西量一郎, 細江英夫, 杉山誠一, 若林英, 清水克時. 胸椎OPLLに対する前方除圧固定術の治療成績. 中部整災誌 47: 1009-1010, 2004
- 4) 山崎正志. 胸椎後縦靱帯骨化症に対する後方除圧固定術の適応と成績. 脊椎脊髄ジャーナル 15: 98-103, 2002
- 5) 鏑邦芳, 須田浩太. OPLLに対する椎弓切除術, 後方侵入前方除圧術. 整・災外 45: 615-621, 2002
- 6) 都築暢之, 平林茂, 斎木都夫, 阿倍良二. 胸椎後縦靱帯骨化症に対する段階的後方侵入脊髄除圧法. 臨整外 36: 559-568, 2001
- 7) Tomita K, Kawahara N, Baba H. Circumspinal decompression for thoracic myelopathy due to combined ossification of the posterior longitudinal ligament and ligamentum flavum. Spine 15: 1114-1120, 1990
- 8) 川原範夫, 富田勝郎, 村上英樹, 羽藤泰三, 出村諭, 関野陽一, 那須渉, 藤巻芳寧. 胸椎後縦靱帯骨化症に対する後弯軽減を加えた脊髄全周除圧術. 臨整外 41: 383-388, 2006
- 9) Kawahara N, Tomita K, Murakami H. Circumspinal decompression with dekyphosis stabilization for thoracic myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament. Spine 33: 39-46, 2008
- 10) 都築暢之. 椎孔断面積と脊椎形態 (頸・胸椎, 脊椎管狭窄症をめぐって). 整・災外 24: 165-173, 1981
- 11) Malcom B. Carpenter, Jerome Sutin. カーペンター神経解剖学. 第8版, 223頁, 西村書店, 新潟, 1995
- 12) 富永積生. 頸部脊椎骨軟骨症における脊髄症状の発生機序に関する実験的ならびに臨床的研究. 日外宝 42: 124-147,

1973

- 13) 小澤浩司, 国分正一, 大橋俊朗. ピペット吸引法による脊髄灰白質, 白質の力学特性の検討. 日整会誌 70: S1563, 1996
- 14) Ichihara K, Taguchi. Mechanism of the spinal cord injury and cervical spondylotic myelopathy: new approach based on the mechanical features of the spinal cord white and gray matter. J Neurosurg 99: 278-285, 2003
- 15) Bilston LE, Thibault LE. The mechanical properties of the human cervical spinal cord in vitro. Ann of Biomed Eng 24: 67-74, 1996
- 16) Scifert J, Totoribe K, Goel V, Huntzinger J. Spinal cord mechanics during flexion and extension of the cervical spine: a finite element study. Pain Physician 5: 394-400, 2002
- 17) Barney F, LeVeau PT. Biomechanics of human motion. 3rd ed, p299-304, W.B.Saunders company, Philadelphia, 1992
- 18) Ono K, Ota H, Tada K. Ossified posterior longitudinal ligament, a clinicopathologic study. Spine 2: 126-138, 1977
- 19) 西浦巖, 小山素磨, 半田寛. 頸椎後縦靱帯骨化症 182 例の臨床的検討. 脊椎脊髄ジャーナル 7: 1021-1028, 1994
- 20) Nose T, Egashira T, Enomoto T. Ossification of the posterior longitudinal ligament: a clinico-radiological study of 74 cases. J Neurol Neurosurg Psychiatry 50: 321-326, 1987
- 21) Matsunaga S, Sakou T, Hayashi K. Trauma-induced myelopathy in patients with ossification of the posterior longitudinal ligament. J Neurosurg 97: 172-175, 2002
- 22) 柳務. 頸椎後縦靱帯骨化の臨床とレ線所見に関する研究. 脳と神経 22: 909-921, 1970
- 23) Matsunaga S, Kukita M, Hayashi K. Pathogenesis of myelopathy in patients with ossification of the posterior longitudinal ligament. J Neurosurg 96: 168-172, 2002
- 24) 徳橋泰明, 松崎浩巳, 星野雅洋. 胸椎後縦靱帯骨化症に対する後方除圧の適応と限界 - MRI 矢状断面像による除圧範囲の骨化巣後弯角の有用性. 臨整外 41: 389-396, 2006
- 25) 伊藤圭吾, 湯川泰紀, 堀江裕美子, 加藤文彦. 胸椎後縦靱帯骨化症の手術的治療 - 局所骨化角が与える影響について. 臨整外 43: 539-542, 2008
- 26) Matsuyama Y, Yoshihara H, Tsuji T. Surgical outcome of ossification of the posterior longitudinal ligament (OPLL) of the thoracic spine: implication of the type of ossification and surgical options. J Spinal Disord Tech 18: 492-497, 2005

The influence of the posterior decompression with dekyphosis stabilization upon the spinal cord for thoracic myelopathy due to ossification of posterior longitudinal ligament Tadaki Okayama, Department of Division of Cancer Medicine, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, Kanazawa 920-8640 Juzen Med. Soc., **120**, 2 — 10 (2011)

Key words ossification of posterior longitudinal ligament, circumspinal decompression, finite element model, dekyphosis

Abstract

We have successfully employed two-step circumspinal decompression for the treatment of thoracic ossification of posterior longitudinal ligament (OPLL) in our institution. In the first step, extensive laminectomy is performed according to the extent of the ossified lesion, and then correcting fixation of kyphosis is performed using instrumentation. In the second step, the OPLL is removed by anterior approach, and then the circumspinal decompression is completed. In this study, we reconstructed the first step by a finite element model (FEM), in order that we presented the effect of the first step clearly. A commercially available FEM of the human body, THUMS, was used for the modeling of the operative procedure, and the spine, OPLL and ossification of yellow ligament were incorporated into this model to construct a study model. OPLL was reconstructed at the level of T8/9. After applying imposed displacement to OPLL, mechanical stress of spinal cord was measured before or after posterior decompression at the occupying rates in the spinal canal between 0 and 70% in this model. The stress at every occupying rate was markedly decreased after decompression than that before the decompression. When the occupying rate was 70%, the stress put on the spinal cord decreased by 52.3%. For reconstruction of corrective fixation of kyphosis, the change in the stress was analyzed after imposed displacement by which the spine was decreased the Cobb angle by 10 degrees between T7 to T11. As a result, the stress put on the spinal cord further decreased by 14.6%, demonstrating that the pressure of the spine is indirectly reduced by the correction of kyphosis. The present study proved the usefulness of posterior decompression and correction of kyphosis in order to reduce the pressure of the spinal cord in circumspinal decompression.